

(11)Publication number : 2001-178740

(43)Date of publication of application : 03.07.2001

(51)Int.Cl. A61B 18/12

A61B 1/00

A61B 17/34

(21)Application number : 11-368289 (71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 24.12.1999 (72)Inventor : MATSUI YORIO

Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an endoscopic treatment device capable of executing a series of operations from protuberance of a lesion tissue (local injection) and ablation of the protuberance part to hemostasis continuously without changing a treatment instrument to be inserted into a treatment instrument channel of an endoscope to another one with a different function.

SOLUTION: This endoscopic treatment device comprises an endoscope, a treatment probe body 3 to be inserted into an inserting part of the endoscope, an injection needle 13 mounted on the treatment probe body 3, a fluid feed connecting means mounted on the operator's hand side of the treatment probe body 3 for feeding fluid to the injection needle, electrodes 13 for treating a lesion in the coelome with high frequency currents, a high frequency wave feed connecting means mounted on the operator's hand side of the treatment probe body for feeding high frequency currents to the electrodes, and a control device having a fluid feed means connected to the fluid feed connecting means for feeding fluid to the injection needle and a high frequency wave fee means connected to the high frequency wave feed connecting means for feeding high frequency waves to the electrodes.

[Claim(s)]

[Claim 1] While being inserted in the insertion section of the endoscope which has the insertion section inserted into a coelome, and said endoscope, being prepared in the probe body for treatment which treats the affected part in a coelome, and said probe body for treatment and having opening at a tip The hypodermic needle with which the hollow duct which is open for free

passage to said opening was formed, and the fluid supply connecting means prepared in the hand side of said probe body for treatment in order are open for free passage to said hypodermic needle and to supply a fluid to a hypodermic needle, The RF supply connecting means prepared in the hand side of said probe body for treatment in order to connect with the electrode which treats the affected part in a coelome, and said electrode electrically and to supply the high frequency current to an electrode according to the high frequency current, The endoscope therapeutic device characterized by providing the control unit which has a RF supply means to be connected to a fluid supply means to be connected to said fluid supply connecting means, and to supply a fluid to said hypodermic needle, and said RF supply connecting means, and to supply a RF to said electrode.

[Claim 2] The endoscope therapeutic device according to claim 1 with which said hypodermic needle and said electrode are characterized by this body or being constituted in one.

[Claim 3] The endoscope therapeutic device according to claim 1 characterized by setting the amount of protrusions as 2mm – 6mm while the tip of said probe body for treatment to **** is free for the tip of said hypodermic needle.

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the endoscope therapeutic device suitable for an endoscopic mucosal resection.

[0002]

[Description of the Prior Art] Treating the inside of a coelome from the former combining the endoscope which has the insertion section of elasticity, and the treatment implement which has a treatment means is performed widely. Especially the so-called endoscopic mucosal resection that excises the cancer lesion in a coelome with the treatment implement combined with an endoscope and it has spread widely, and the usefulness has also been recognized widely. And it carries out by inserting in the channel for the treatment implements of an endoscope the treatment implement of performing hemostasis by the hemostasis implement if the part which all poured in the drug solution with the hypodermic needle down to lesion membrane although the approach with the technique various until now of performing this endoscopic mucosal resection was tried, the lesion organization was upheaved, then upheaved is excised with an incision implement and there is a bleeding part after that, etc. and respectively dedication.

[0003] On the other hand, the technique in which two or more treatment functions were made to unite with one treatment implement is indicated by Japanese Patent Application No. No. 281266 [ten to], Japanese Patent Application No. No. 120639 [four to], etc.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] Although the technique in which two or more treatment functions were made to unite with one treatment implement is proposed from the former as mentioned above, the technique in which a series of activities which result in upheaval (office notes) of a lesion organization and excision of a ridge which are performed by the endoscopic mucosal resection, and hemostasis can be done with one treatment implement is not proposed an old place. Therefore, whenever the way person did said each three activities, he needed to work by changing the treatment implement of dedication in the treatment implement channel of an endoscope to every. Such an activity is complicated and causes protraction of operation time amount.

[0005] This invention is made paying attention to said situation, and the place made into the purpose is to offer the endoscope therapeutic device which can do continuously a series of activities which result in upheaval (office notes) of a lesion organization, excision of a ridge, and hemostasis, without replacing the treatment implement of a function which is different in the treatment implement channel of an endoscope.

[0006]

[Means for Solving the Problem] In order to solve said technical problem, the endoscope therapeutic device of this invention While being inserted in the insertion section of the endoscope which has the insertion section inserted into a coelome, and said endoscope, being prepared in the probe body for treatment which treats the affected part in a coelome, and said probe body for treatment and having opening at a tip The hypodermic needle with which the hollow duct which is open for free passage to said opening was formed, and the fluid supply connecting means prepared in the hand side of said probe body for treatment in order are open for free passage to said hypodermic needle and to supply a fluid to a hypodermic needle, The RF supply connecting means prepared in the hand side of said probe body for treatment in order to connect with the electrode which treats the affected part in a coelome, and said electrode electrically and to supply the high frequency current to an electrode according to the high frequency current, It is characterized by providing the control unit which has a RF supply means to be connected to a fluid supply means to be connected to said fluid supply connecting means, and to supply a fluid to said hypodermic needle, and said RF supply connecting means, and to supply a RF to said electrode.

[0007]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the operation gestalt of this invention is explained, referring to a drawing.

[0008] Drawing 1 - drawing 8 show the 1st operation gestalt of this invention. As shown in drawing 1 , the endoscope therapeutic device concerning this operation gestalt The endoscope 1 (refer to drawing 6) which has the insertion section 20 which can be inserted into a coelome,

and the probe 3 which can be inserted in the treatment implement channel 2 (refer to drawing 6) formed in the insertion section 20 of an endoscope 1 (probe body for treatment), The energization cable (high frequency supply means) 5 and the fluid supply tube 6 (fluid supply means) which are connected to the hand side control unit 4 of a probe 3, It has the control device 7 connected to a probe 3 through the energization cable 5 and the fluid supply tube 6, and the foot switch 8 with which a way person operates it.

[0009] The outer diameter is thinly set up so that it can be used for the treatment implement channel 2 of an endoscope 1, being inserted in, and a probe 3 is formed for a long time than the die length of the insertion section 20 of an endoscope 1, gets down, and serves as the insertion section 20 of an endoscope 1, and the insertion section 9 which similarly has flexibility.

[0010] A power circuit and its control circuit are included in the control device 7 connected to a probe 3 through the energization cable 5 and the fluid supply tube 6 so that the high frequency current for incision which serves as a comparatively high output from a control device 7 through the energization cable 5 at a probe 3, and the high frequency current for coagulation which is a comparatively low output may energize by actuation of a foot switch 8. Moreover, the bomb (not shown) with which inert gas was stored, and its control circuit (not shown) are included in the control device 7 so that inert gas may be supplied to a probe 3 through the fluid supply tube 6, at the same time the high frequency current energizes on the energization cable 5 from a control device 7.

[0011] As shown in drawing 2 and drawing 3 , a probe 3 consists of the 1st [with the flexibility which constitutes the insertion section 9] resin tube 11. At the tip of the 1st resin tube 11, adhesion immobilization of the point material 12 which consists of a resin ingredient which has thermal resistance by hard comparatively is carried out. Insertion arrangement of the attitude of the hypodermic needle 13 of the shape of hollow tubing which has opening at a tip is enabled at through-hole 12a formed in the core of this point material 12. In order to prevent that a hypodermic needle 13 is omitted from the point material 12, the omission stop member 14 which contacts the end face side of the point material 12 after the hypodermic needle 13 has carried out the specified quantity protrusion from the apical surface of the point material 12 is being fixed to the hypodermic needle 13. In addition, it escapes from the reason of the operation mentioned later, and the protrusion length of a hypodermic needle 13 is restricted to 2mm – about 6mm by the stop member 14 from it.

[0012] In the 1st resin tube 11, the 2nd resin tube 15 as a supplied-air liquid-sending duct is inserted in possible [an attitude]. It connects with the end face of a hypodermic needle 13, and this 2nd resin tube 15 can move with a hypodermic needle 13.

[0013] The energization wire 16 for energizing the high frequency current is electrically connected to the hypodermic needle 13. That is, a hypodermic needle 13 functions also as an RF

electrode. In addition, the energization wire 16 is prolonged to the hand side along the annular path between the 1st resin tube 11 and the 2nd resin tube 15.

[0014] As shown in drawing 4 and drawing 5, the control unit 4 is formed in the hand side of a probe 3. This control unit 4 is connected to the end face of the 1st resin tube 11 which constitutes the insertion section 9. moreover — the end face of a control unit 4 — the mouthpiece of the shape of tubing as a fluid supply connecting means — fitting of the attitude of a member 17 is made free. Moreover, the energization connector 18 as a RF supply connecting means is formed in the control unit 4. The energization wire 16 arranged between the 1st resin tube 11 of the insertion section 9 and the 2nd resin tube 15 is electrically connected to this energization connector 18. moreover, a mouthpiece — adhesion immobilization of the end face of the 2nd resin tube 15 is carried out at the member 17. therefore, the control unit 4 — receiving — a mouthpiece — if attitude actuation of the member 17 is carried out, the hypodermic needle 13 connected at the 2nd resin tube 15 and its tip will move.

[0015] moreover, a mouthpiece — the duct formed with the 2nd resin tube 15 and the opening 19 open for free passage are formed in the end face of a member 17. If the fluid supply tube 6 is connected to this opening 19, the fluid from a control device 7 can be sent to the hollow duct of a hypodermic needle 13 through the duct formed with the 2nd resin tube 15. Of course, it is also possible to equip opening 19 with a syringe and to perform liquid sending from a syringe.

[0016] As shown in drawing 5, the energization wire 16 is spirally wound around the periphery of the 2nd tube 15 by the end face side of the insertion section 9, so that the energization wire 16 may not be pulled, even if the 2nd resin tube 15 moves to the 1st resin tube 11 and the relative distance of a hypodermic needle 13 and the energization connector 18 of a control unit 4 changes.

[0017] As shown in drawing 6 – drawing 8, the endoscope 1 used combining with a probe 3 mainly consists of the insertion section 20 which has flexibility, and a control unit (not shown) connected to the end face of the insertion section 20. In the insertion section 20, while the optical-system member 21 for performing observation in a coelome is arranged, the treatment implement channel 2 for guiding a treatment implement is formed. The endoscope 1 concerning especially this operation gestalt has two treatment implement channels 2, and equips tip opening of one treatment implement channel 2 with the ***** top device 22. The ***** top device 22 has the inductor by which rotation actuation is carried out up and down by actuation by the side of a hand, guides a treatment implement and controls the protrusion direction of a treatment implement by the inductor.

[0018] Next, it explains, referring to drawing 6 – drawing 8 about the endoscopic mucosal resection using the endoscope therapeutic device of the above-mentioned configuration.

[0019] First, the insertion section 20 of an endoscope 1 is inserted to the lesion section 24 in a

coelome. Then, a probe 3 is inserted in in one treatment implement channel 2 (treatment implement channel in which the ***** top device 22 is not formed) of the endoscope 1 of said condition, and a probe 3 is made to project from tip opening of this treatment implement channel 2, where a hypodermic needle 13 is drawn in the insertion section 9.

[0020] Next, a hypodermic needle 13 is made to project from the tip of a probe 3 (insertion section 9), checking the tip location of a probe 3 within an endoscope visual field. the syringe (not shown) filled with the physiological saline at this time — the mouthpiece by the side of the hand of a probe 3 — the member 17 is equipped. And observing within an endoscope visual field, as shown in drawing 6 , the puncture of the hypodermic needle 13 which projects from the tip of a probe 3 is carried out to the bottom of the membrane of the lesion section 24, and the physiological saline in a syringe is poured into the bottom of membrane. Since the amount of protrusions of the hypodermic needle 13 from the tip of a probe 3 is restricted to 2mm – about 6mm in that case, a hypodermic needle 13 pierces through a coelome wall, and does not project greatly in an abdominal cavity side, and the tip of a hypodermic needle 13 stops into a wall. Therefore, the membrane of the lesion section 24 will cause a bulge by impregnation of the physiological saline to a membrane lower layer, and the distance of the stratum mucosum and tunica muscularis which contain the lesion section 24 in a membrane lower layer will be detached.

[0021] Thus, if it fully bulges the lesion section 24, a hypodermic needle 13 will be drawn out from membrane and the energization cable 5 and the fluid supply tube 6 will be connected to the hand side of a probe 3. Then, the grasping forceps 23 are inserted in in another treatment implement channel 2 of the endoscope 1 with which the ***** top device 22 was established, and the elevation of the membrane tissue is carried out to the upper part by actuation of the ***** top device 22, grasping the membrane of the lesion section 24 or its near at the tip of the grasping forceps 23. And RF energization is performed applying the tip of the hypodermic needle 13 of a probe 3 to the membrane bottom by which the elevation was carried out, the stratum mucosum in contact with a hypodermic needle 13 or a membrane lower layer is cut open, and the lesion section 24 is exfoliated (refer to drawing 7).

[0022] before [in addition,] beginning a therapy with this operation gestalt — beforehand — the energization cable 5 and the fluid supply tube 6 — a probe 3 — connecting — the mouthpiece of a probe 3 — the method stopper cock (not shown) of three is formed between a member 17 and the fluid supply tube 6, a syringe is connected there, and it may be made to perform the office notes to the above-mentioned membrane lower layer. Moreover, the technique of cutting open beforehand the normal membrane section (only stratum mucosum) which maintained predetermined distance over the perimeter after the office notes by the above-mentioned hypodermic needle 13 from the lesion section 24, and carrying out the elevation of the

membrane section cut open using the grasping forceps 23 insert in the treatment implement channel 2 equip with the ***** top device 22 after that, and excising the membrane lower layer by RF energization as an exfoliation procedure of membrane, is also consider.

[0023] Next, while performing the demucosation, hemostasis actuation of the bleeding part after the completion of excision is explained.

[0024] As mentioned above, the control unit 7 connected to a probe 3 is constituted so that the high frequency current for incision which is a comparatively high output, and the high frequency current for coagulation which is a comparatively low output to it can be energized to a probe 3. Therefore, to local small bleeding of a scale, hemostasis can be comparatively performed by contacting the tip of the hypodermic needle 13 of a probe 3 in the bleeding section, and energizing the high frequency current for coagulation. Moreover, in inert gas, the control unit 7 is constituted so that RF energization can be performed to the hollow duct of a hypodermic needle 13 with a sink. Therefore, the inert gas (for example, argon gas) emitted from the tip of a hypodermic needle 13 and the energy supply by RF energization can trigger a plasma reaction between the body tissues which adjoin the tip of a hypodermic needle 13, and cautery of the body tissue located near the hypodermic needle 13 can also be carried out thermally. That is, by turning a hypodermic needle 13 to the bleeding part 25, observing with an endoscope 1 to comparatively far-reaching bleeding, as shown in drawing 8 , and performing emission and RF energization of inert gas, a plasma reaction can be triggered between the body tissues which adjoin the tip of a hypodermic needle 13, cautery of the bleeding part 25 can be carried out, and hemostasis can be performed.

[0025] As explained above, the endoscope therapeutic device of this operation gestalt The probe 3 which is inserted in in the insertion section 20 of the endoscope 1 which has the insertion section inserted into a coelome, and an endoscope 1, and treats the affected part in a coelome, It has the control unit 7 which has the hypodermic needle 13 of the shape of hollow tubing which is established at the tip of a probe 3 possible [an attitude], and serves as an RF electrode, and a fluid supply means to supply a fluid to a hypodermic needle 13 and a RF supply means to supply the high frequency current to a hypodermic needle 13. Therefore, without replacing the treatment implement of a function which is different in the treatment implement channel 2 of an endoscope 1, a series of activities which result in upheaval (office notes) of a lesion organization, excision of a ridge, and hemostasis can be done continuously, and compaction of operation time amount can be aimed at as a result.

[0026] In addition, even if the probe 3 in this operation gestalt is used with the endoscope which has only one treatment implement channel, it cannot be overemphasized that each treatment of office notes, incision, and coagulation (cautery) can be performed with the operation effectiveness mentioned above.

[0027] Drawing 9 shows the 2nd operation gestalt of this invention. Like illustration, two openings 27 are formed in the point material 12 of a probe 3 with this operation gestalt. The hypodermic needle 28 and the tip are arranged possible [an attitude of the rod-like electrode 29] at the path which leads to these openings 27. Moreover, a hypodermic needle 28 and an electrode 29 can be ****(ed) from each of two openings 27 by actuation from the hand side which is not illustrated. Moreover, the interior of the energization wire (not shown) electrically connected to a resin tube (not shown) and an electrode 29 with the duct (not shown) which is open for free passage to the hollow duct of a hypodermic needle 28 is carried out to the insertion section 9 of a probe 3 with the 1st operation gestalt and the same gestalt. In addition, the other configuration is the same as that of the 1st operation gestalt.

[0028] Even if it is in such a configuration, fundamentally, like the 1st operation gestalt, the lesion stratum mucosum is made to bulge with the office notes of a hypodermic needle 28, and the incision by RF energization will be performed, raising the lesion section with grasping forceps after that. However, after performing office notes, draw a hypodermic needle 28 in the point of a probe 3, and the electrode 29 of the shape of a rod which adjoins a hypodermic needle 28 is made to project from the tip of a probe 3 after that, and contacting this electrode 29 in membrane tissue or a membrane lower layer, in the case of this operation gestalt, it is cut open, and goes for it by energizing the high frequency current.

[0029] Moreover, also in the hemostasis to the local bleeding from a body tissue, where only an electrode 29 is made to project from the tip of a probe 3, the tip of an electrode 29 is contacted in the bleeding section, and RF energization for coagulation is performed. Moreover, to comparatively far-reaching bleeding, both a hypodermic needle 28 and the electrode 29 are made to project from the tip of a probe 3, high frequency energization to an electrode 29 is performed to coincidence like the 1st operation gestalt, making inert gas emit from the hollow duct of a hypodermic needle 28, and the plasma reaction triggered between the point of a probe 3 and a body tissue performs cautery of a bleeding part.

[0030] Since the hypodermic needle itself does not serve as an electrode like the 1st operation gestalt according to this operation gestalt as explained above, the hypodermic needle itself is not put to high temperature at the time of RF energization. Therefore, neither deformation of a hypodermic needle nor the carbonized adhesion of an organization takes place, and the puncture engine performance to a body tissue does not deteriorate. After performing incision of the stratum mucosum by the result, for example, RF energization, or coagulation of a bleeding part, it becomes possible to carry out by repeating the office notes for bulging the lesion stratum mucosum. Moreover, in order that the point may perform incision and coagulation of an organization with the cylindrical electrode 29 round formed compared with the hypodermic needle, there are few possibilities that a hypodermic needle 28 may push on to an organization

deep part carelessly, and it becomes possible to excise without making it punch.

[0031] Drawing 10 and drawing 11 show the 3rd operation gestalt of this invention. Like illustration, one opening 27 is formed in the point material 12 of a probe 3 with this operation gestalt. The tubing-like electrode 32 is arranged possible [an attitude] at the path which leads to opening 27. Moreover, in the electrode 32, the hypodermic needle 31 is arranged possible [an attitude]. Moreover, attitude actuation of a hypodermic needle 28 and the electrode 29 is carried out independently by the actuation from the hand side which is not illustrated. Namely, **** actuation of the electrode 32 from the tip of a probe 3 and **** actuation of the hypodermic needle 31 from the tip of an electrode 32 can be performed now independently. In addition, the other configuration is the same as that of the 1st operation gestalt.

[0032] With such a configuration, treatment is advanced by the same actuation as the 2nd operation gestalt. That is, where only a hypodermic needle 31 is made to project, make upheaval of the lesion section with office notes form, and the tubed electrode 32 is made to project after that, drawing a hypodermic needle 31, and the membrane of the perimeter of the lesion section is cut open. Therefore, the same operation effectiveness as the 2nd operation gestalt can be acquired.

[0033] In addition, it cannot be overemphasized that deformation implementation can be variously carried out in the range which does not deviate from the summary, without limiting this invention to said each operation gestalt. For example, the probe and the control unit may be equipped with the supplied air and the returning-water function, it uses together a supplied air or returning water to RF energization, and can treat excision or hemostasis now.

[0034] In addition, according to the technical contents explained above, various kinds of configurations as shown below are obtained.

[0035] 1. Hypodermic Needle with which Hollow Duct Which is Probe System for Treatment for being Combined with Endoscope Which Has Flexible Insertion Section, and Treating Lesion in Coelome, and Has Opening at Tip was Formed, The electrode with which RF energization is made, and a probe body equipped with duct opening which can perform a supplied air or liquid sending from a hand side, The probe system for treatment characterized by consisting of combination with the control device which equips said probe body with an energization means by which a current can be passed at said electrode, and the means which a supplied air or liquid sending can make to said duct opening.

[0036] 2. Probe system for treatment given in the 1st term characterized by hypodermic needle and electrode being one.

3. Said hypodermic needle is a probe system for treatment given in the 1st term or the 2nd term characterized by setting the amount of protrusions of the needle as 2mm – 6mm while **** is free in the end of the probe.

4. Probe system for treatment given in the 3rd term characterized by connecting to hand side control device which supplies inert gas to hollow duct of said hypodermic needle at coincidence while energizing high frequency current to high frequency current for coagulation used as hypodermic needle with which said probe for treatment is equipped for the purpose of high frequency current and hemostasis for incision, and hypodermic needle.

[0037] 5. the electrode with which said RF energization is made consists of conductive rod-like structures — having — this electrode — said hypodermic needle and the one end of the probe — juxtaposition — and the probe system for treatment given in the 1st term characterized by being constituted independently free [****], respectively.

6. The electrode with which said RF energization is made is a probe system for treatment given in the 1st term characterized by consisting of conductive cylinder members and said hypodermic needle being constituted by the centrum of the cylinder member of this electrode free [an attitude].

[0038]

[Effect of the Invention] A series of activities which result in upheaval (office notes) of a lesion organization, excision of a ridge, and hemostasis can be done continuously, without replacing the treatment implement of a function which is different in the treatment implement channel of an endoscope according to the endoscope therapeutic device of this invention, as explained above. Therefore, compaction of operation time amount can be aimed at.

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is the block diagram of the endoscope therapeutic device concerning the 1st operation gestalt of this invention.

[Drawing 2] It is a perspective view by the side of the tip of the probe which constitutes the endoscope therapeutic device of drawing 1 .

[Drawing 3] It is a sectional view by the side of the tip of the probe which constitutes the endoscope therapeutic device of drawing 1 .

[Drawing 4] It is a perspective view by the side of the hand of the probe which constitutes the endoscope therapeutic device of drawing 1 .

[Drawing 5] It is a sectional view by the side of the hand of the probe which constitutes the endoscope therapeutic device of drawing 1 .

[Drawing 6] It is the perspective view showing one gestalt of the treatment by the endoscope therapeutic device of drawing 1 .

[Drawing 7] It is the perspective view showing one gestalt of the treatment by the endoscope therapeutic device of drawing 1 .

[Drawing 8] It is the perspective view showing one gestalt of the treatment by the endoscope

therapeutic device of drawing 1 .

[Drawing 9] It is the important section perspective view of the endoscope therapeutic device concerning the 2nd operation gestalt of this invention.

[Drawing 10] It is the important section perspective view of the endoscope therapeutic device concerning the 3rd operation gestalt of this invention.

[Drawing 11] It is the important section perspective view of the endoscope therapeutic device concerning the 3rd operation gestalt of this invention.

[Description of Notations]

1 — Endoscope

3 — Probe (probe body for treatment)

4 — Control unit

5 — Energization cable (RF supply means)

6 — Fluid supply tube (fluid supply means)

7 — Control unit

13, 28, 31 — Hypodermic needle

17 — a mouthpiece — a member (fluid supply connecting means)

18 — Energization connector (RF supply connecting means)

29 33 — Electrode

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-178740

(P2001-178740A)

(43) 公開日 平成13年7月3日 (2001.7.3)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード (参考)
A 6 1 B 18/12		A 6 1 B 1/00	3 0 0 P 4 C 0 6 0
1/00	3 0 0		3 3 4 D 4 C 0 6 1
	3 3 4	17/34	
17/34		17/39	3 1 0
			3 2 0
審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 頁)			

(21) 出願番号 特願平11-368289

(22) 出願日 平成11年12月24日 (1999. 12. 24)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 松井 頼夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

Fターム (参考) 4C060 GG23 KK03 KK04 KK06 KK09

KK20 MM24

4C061 AA00 BB00 CC00 DD00 GG11

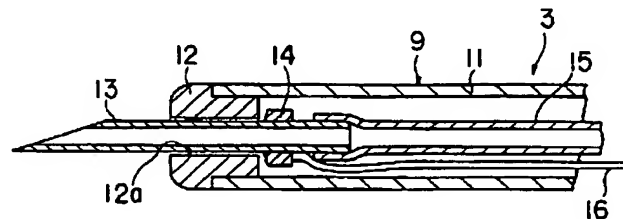
HH56

(54) 【発明の名称】 内視鏡治療装置

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡の処置具チャンネルに異なる機能の処置具を入れ替えることなく、病変組織の隆起 (局注) と隆起部の切除と止血とに至る一連の作業を連続して行なうことができる内視鏡治療装置の提供を目的としている。

【解決手段】 本発明の内視鏡治療装置は、内視鏡と、前記内視鏡の挿入部に挿通される処置用プローブ本体3と、処置用プローブ本体3に設けられた注射針13と、注射針13に連通し、注射針に流体を供給するために処置用プローブ本体3の手元側に設けられた流体供給接続手段と、高周波電流によって体腔内の患部の治療を行なう電極13と、電極13に電氣的に接続され、電極に高周波電流を供給するために前記処置用プローブ本体の手元側に設けられた高周波供給接続手段と、前記流体供給接続手段に接続され且つ前記注射針に流体を供給する流体供給手段と、前記高周波供給接続手段に接続され且つ前記電極に高周波を供給する高周波供給手段とを有する制御装置とを具備することを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内に挿入される挿入部を有する内視鏡と、

前記内視鏡の挿入部に挿通され、体腔内の患部の治療を行なう処置用プローブ本体と、

前記処置用プローブ本体に設けられ、先端に開口部を有するとともに、前記開口部に連通する中空管路が形成された注射針と、

前記注射針に連通し、注射針に流体を供給するために前記処置用プローブ本体の手元側に設けられた流体供給接続手段と、

高周波電流によって体腔内の患部の治療を行なう電極と、

前記電極に電気的に接続され、電極に高周波電流を供給するために前記処置用プローブ本体の手元側に設けられた高周波供給接続手段と、

前記流体供給接続手段に接続され且つ前記注射針に流体を供給する流体供給手段と、前記高周波供給接続手段に接続され且つ前記電極に高周波を供給する高周波供給手段とを有する制御装置と、

を具備することを特徴とする内視鏡治療装置。

【請求項 2】 前記注射針と前記電極とが同体または一体的に構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡治療装置。

【請求項 3】 前記注射針の先端が前記処置用プローブ本体の先端から突出自在であるとともに、その突出量が 2 mm～6 mm に設定されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は内視鏡的粘膜切除術に適した内視鏡治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来から、軟性の挿入部を有する内視鏡と処置手段を有する処置具とを組み合わせることで体腔内を治療することが広く行なわれている。特に、体腔内の癌病変を内視鏡とそれに組み合わされる処置具とによって切除する、いわゆる内視鏡的粘膜切除術は広く普及されており、その有用性も広く認知されてきている。そして、この内視鏡的粘膜切除術を行なう手法はこれまでに様々な方法が試みられているが、いずれも、病変粘膜下へ注射針によって薬液を注入して病変組織を隆起させ、続いて、隆起した部分を切開具によって切除し、その後、出血箇所があれば止血具による止血を行なう等、それぞれ専用の処置具を内視鏡の処置具用チャンネルに挿通して行なうようになっている。

【0003】 一方、複数の処置機能を一本の処置具に一体化させた技術が特願平 10-281266 号や特願平 4-120639 号等に開示されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 前述したように、複数の処置機能を一本の処置具に一体化させた技術は従来から提案されているが、内視鏡的粘膜切除術で行なわれるような病変組織の隆起（局注）と隆起部の切除と止血とに至る一連の作業を一本の処置具によって行なえる技術はこれまでのところ提案されていない。そのため、術者は、前記 3 つの各作業を行なう度に内視鏡の処置具チャンネルに専用の処置具を入れ替えて作業を行なう必要があった。このような作業は、煩雑であり、手術時間の長期化を招く。

【0005】 本発明は前記事情に着目してなされたものであり、その目的とするところは、内視鏡の処置具チャンネルに異なる機能の処置具を入れ替えることなく、病変組織の隆起（局注）と隆起部の切除と止血とに至る一連の作業を連続して行なうことができる内視鏡治療装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】 前記課題を解決するために、本発明の内視鏡治療装置は、体腔内に挿入される挿入部を有する内視鏡と、前記内視鏡の挿入部に挿通され、体腔内の患部の治療を行なう処置用プローブ本体と、前記処置用プローブ本体に設けられ、先端に開口部を有するとともに、前記開口部に連通する中空管路が形成された注射針と、前記注射針に連通し、注射針に流体を供給するために前記処置用プローブ本体の手元側に設けられた流体供給接続手段と、高周波電流によって体腔内の患部の治療を行なう電極と、前記電極に電気的に接続され、電極に高周波電流を供給するために前記処置用プローブ本体の手元側に設けられた高周波供給接続手段と、前記流体供給接続手段に接続され且つ前記注射針に流体を供給する流体供給手段と、前記高周波供給接続手段に接続され且つ前記電極に高周波を供給する高周波供給手段とを有する制御装置とを具備することを特徴とする。

【0007】

【発明の実施の形態】 以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について説明する。

【0008】 図 1～図 8 は本発明の第 1 の実施形態を示している。図 1 に示されるように、本実施形態に係る内視鏡治療装置は、体腔内に挿入可能な挿入部 20 を有する内視鏡 1（図 6 参照）と、内視鏡 1 の挿入部 20 に形成された処置具チャンネル 2（図 6 参照）に挿通可能なプローブ（処置用プローブ本体）3 と、プローブ 3 の手元側操作部 4 に接続される通電ケーブル（高周波供給手段）5 および流体供給チューブ（流体供給手段）6 と、通電ケーブル 5 と流体供給チューブ 6 とを介してプローブ 3 に接続される制御装置 7 と、術者が操作を行なうフットスイッチ 8 とを備えている。

【0009】 プローブ 3 は、内視鏡 1 の処置具チャンネル 2 に挿通されて使用できるようにその外径が細く設定

され、また、内視鏡 1 の挿入部 20 の長さよりも長く形成されおり、内視鏡 1 の挿入部 20 と同じく可撓性を有する挿入部 9 となっている。

【0010】プローブ 3 に通電ケーブル 5 と流体供給チューブ 6 とを介して接続される制御装置 7 には、制御装置 7 から通電ケーブル 5 を通じてプローブ 3 に比較的高い出力となる切開用高周波電流と比較的低い出力である凝固用高周波電流とがフットスイッチ 8 の操作により通電されるように、電源回路とその制御回路とが組み込まれている。また、制御装置 7 には、制御装置 7 から通電ケーブル 5 に高周波電流が通電されると同時に不活性ガスが流体供給チューブ 6 を介してプローブ 3 に供給されるように、不活性ガスが貯蔵されたボンベ（図示せず）とその制御回路（図示せず）とが組み込まれている。

【0011】図 2 および図 3 に示されるように、プローブ 3 は、挿入部 9 を構成する可撓性を有した第 1 の樹脂チューブ 11 から成る。第 1 の樹脂チューブ 11 の先端には、比較的硬質で耐熱性を有する樹脂材料からなる先端部材 12 が接着固定されている。この先端部材 12 の中心部に形成された通孔 12a には、先端に開口を有する中空管状の注射針 13 が進退自在に挿通配置されている。注射針 13 が先端部材 12 から脱落することを防止するため、注射針 13 には、注射針 13 が先端部材 12 の先端面から所定量突出した状態で先端部材 12 の基端面に当接する抜け止め部材 14 が固定されている。なお、後述する作用の理由から、注射針 13 の突出長は、抜け止め部材 14 によって 2mm～6mm 程度に制限される。

【0012】第 1 の樹脂チューブ 11 内には送気送液管路としての第 2 の樹脂チューブ 15 が進退可能に挿通されている。この第 2 の樹脂チューブ 15 は、注射針 13 の基端に接続されており、注射針 13 とともに進退することができる。

【0013】注射針 13 には、高周波電流を通電するための通電ワイヤ 16 が電気的に接続されている。すなわち、注射針 13 は高周波電極としても機能するようになっている。なお、通電ワイヤ 16 は、第 1 の樹脂チューブ 11 と第 2 の樹脂チューブ 15 との間の環状の通路に沿って手元側へと延びている。

【0014】図 4 および図 5 に示されるように、プローブ 3 の手元側には操作部 4 が設けられている。この操作部 4 は、挿入部 9 を構成する第 1 の樹脂チューブ 11 の基端に接続されている。また、操作部 4 の基端には流体供給接続手段としての管状の口金部材 17 が進退自在に嵌合されている。また、操作部 4 には、高周波供給接続手段としての通電コネクタ 18 が設けられている。この通電コネクタ 18 には、挿入部 9 の第 1 の樹脂チューブ 11 と第 2 の樹脂チューブ 15 との間に配設された通電ワイヤ 16 が電気的に接続されている。また、口金部材 17 には第 2 の樹脂チューブ 15 の基端が接着固定され

ている。したがって、操作部 4 に対して口金部材 17 を進退操作すると、第 2 の樹脂チューブ 15 およびその先端に接続される注射針 13 が進退する。

【0015】また、口金部材 17 の基端には、第 2 の樹脂チューブ 15 によって形成される管路と連通する開口部 19 が形成されている。この開口部 19 に流体供給チューブ 6 が接続されると、制御装置 7 からの流体を第 2 の樹脂チューブ 15 によって形成される管路を通じて注射針 13 の中空管路に送ることができるようになる。無論、開口部 19 にシリンジを装着してシリンジから送液を行なうことも可能である。

【0016】第 1 の樹脂チューブ 11 に対して第 2 の樹脂チューブ 15 が進退して注射針 13 と操作部 4 の通電コネクタ 18 との相対距離が変化しても、通電ワイヤ 16 が引張られたりすることがないように、通電ワイヤ 16 は、図 5 に示されるように、挿入部 9 の基端側で、第 2 のチューブ 15 の外周に螺旋状に巻かれている。

【0017】図 6～図 8 に示されるように、プローブ 3 と組み合わせられて使用される内視鏡 1 は、可撓性を有する挿入部 20 と、挿入部 20 の基端に接続される操作部（図示せず）とから主に構成されている。挿入部 20 内には、体腔内の観察を行なうための光学系部材 21 が配設されているとともに、処置具を誘導するための処置具チャンネル 2 が形成されている。特に本実施形態に係る内視鏡 1 は、2 つの処置具チャンネル 2 を有しており、一方の処置具チャンネル 2 の先端開口部に鉗子起上機構 22 を備えている。鉗子起上機構 22 は、手元側の操作によって上下に回動動作される誘導子を有しており、誘導子によって処置具を案内して処置具の突出方向を制御する。

【0018】次に、上記構成の内視鏡治療装置を用いた内視鏡的粘膜切除術について図 6～図 8 を参照しながら説明する。

【0019】まず、内視鏡 1 の挿入部 20 を体腔内の病変部 24 まで挿入する。続いて、注射針 13 を挿入部 9 内に引き込んだ状態で、プローブ 3 を前記状態の内視鏡 1 の一方の処置具チャンネル 2（鉗子起上機構 22 が設けられていない処置具チャンネル）内に挿通し、この処置具チャンネル 2 の先端開口部からプローブ 3 を突出させる。

【0020】次に、内視鏡視野内でプローブ 3 の先端位置を確認しながら、プローブ 3（挿入部 9）の先端から注射針 13 を突出させる。この時、生理食塩水で満たされたシリンジ（図示せず）をプローブ 3 の手元側の口金部材 17 に装着しておく。そして、図 6 に示されるように、内視鏡視野内で観察を行ないながら、プローブ 3 の先端から突出する注射針 13 を病変部 24 の粘膜下に穿刺し、シリンジ内の生理食塩水を粘膜下に注入していく。その際、プローブ 3 の先端からの注射針 13 の突出量は 2mm～6mm 程度に制限されているため、注射針

13が体腔壁を貫いて腹腔側に大きく突出することなく、注射針13の先端は壁の中に留まる。したがって、病変部24の粘膜は粘膜下層への生理食塩水の注入により膨隆を来し、粘膜下層にて病変部24を含む粘膜層と筋層との距離が離されていくことになる。

【0021】このようにして、病変部24が十分に膨隆されたら、粘膜から注射針13を引き抜き、プローブ3の手元側に通電ケーブル5と流体供給チューブ6とを接続する。続いて、鉗子起上機構22が設けられた内視鏡1のもう一方の処置具チャンネル2内に把持鉗子23を挿通し、把持鉗子23の先端で病変部24もしくはその近傍の粘膜を把持しながら鉗子起上機構22の作動によって粘膜組織を上方に挙上する。そして、挙上された粘膜の下側にプローブ3の注射針13の先端を当てながら高周波通電を行ない、注射針13と接触する粘膜層あるいは粘膜下層を切開して病変部24の剥離を行なっていく(図7参照)。

【0022】なお、本実施形態では、治療を始める前に、予め、通電ケーブル5と流体供給チューブ6とをプローブ3に接続しておき、プローブ3の口金部材17と流体供給チューブ6との間に3方活栓(図示せず)を設けてそこにシリンジを接続して前述の粘膜下層への局注を行なうようにしても良い。また、粘膜の剥離手順としては、前述の注射針13による局注後に、病変部24から所定距離を保った正常粘膜部(粘膜層のみ)を全周にわたって予め切開しておき、その後、鉗子起上機構22が備わる処置具チャンネル2に挿通される把持鉗子23を使って切開する粘膜部を挙上し、その粘膜下層を高周波通電によって切除していく手法も考えられる。

【0023】次に、粘膜切除を行なっている間もしくは切除完了後における出血部位の止血操作について説明する。

【0024】プローブ3に接続される制御装置7は、前述したように、比較的高い出力である切開用の高周波電流と、それに対して比較的低い出力である凝固用の高周波電流とを、プローブ3に対して通電できるよう構成されている。したがって、局所的な比較的規模の小さい出血に対しては、プローブ3の注射針13の先端を出血部に接触させて凝固用の高周波電流を通電することにより、止血を行なうことができる。また、制御装置7は、不活性ガスを注射針13の中空管路に流しながら高周波通電を行なえるように構成されている。したがって、注射針13の先端から放出される不活性ガス(例えばアルゴンガス)と高周波通電によるエネルギー供給とにより、注射針13の先端と隣接する生体組織との間でプラズマ反応を引き起こし、注射針13の近傍に位置する生体組織を熱的に焼灼することもできる。すなわち、図8に示されるように、比較的広範囲にわたる出血に対しては、内視鏡1で観察しながら出血部位25に対して注射針13を向け、不活性ガスの放出と高周波通電を行なうこ

とによって、注射針13の先端と隣接する生体組織との間でプラズマ反応を引き起こし、出血部位25を焼灼して止血を行なうことができる。

【0025】以上説明したように、本実施形態の内視鏡治療装置は、体腔内に挿入される挿入部を有する内視鏡1と、内視鏡1の挿入部20内に挿通され且つ体腔内の患部の治療を行なうプローブ3と、プローブ3の先端に進退可能に設けられ且つ高周波電極を兼ねる中空管状の注射針13と、注射針13に流体を供給する流体供給手段と注射針13に高周波電流を供給する高周波供給手段とを有する制御装置7とを備えている。したがって、内視鏡1の処置具チャンネル2に異なる機能の処置具を入れ替えることなく、病変組織の隆起(局注)と隆起部の切除と止血とに至る一連の作業を連続して行なうことができ、結果的に、手術時間の短縮を図ることができる。

【0026】なお、本実施形態におけるプローブ3は、1つの処置具チャンネルしか有していない内視鏡とともに使用されても、前述した作用効果をもって局注・切開・凝固(焼灼)の各処置を行なえることは言うまでもない。

【0027】図9は本発明の第2の実施形態を示している。図示のように、本実施形態では、プローブ3の先端部材12に2つの開口部27が設けられている。これらの開口部27に通じる通路には、注射針28と、先端が棒状の電極29とが進退可能に配置されている。また、注射針28と電極29は、図示しない手元側からの操作により、2つの開口部27のそれぞれから突没できる。また、注射針28の中空管路に連通する管路(図示せず)を有した樹脂チューブ(図示せず)および電極29に電気的に接続される通電ワイヤ(図示せず)は、第1の実施形態と同様の形態でプローブ3の挿入部9に内装されている。なお、それ以外の構成は第1の実施形態と同一である。

【0028】このような構成にあっても、基本的には、第1の実施形態と同様に、注射針28の局注により病変粘膜層を膨隆させ、その後、把持鉗子によって病変部を持ち上げつつ高周波通電による切開を行なうことになる。ただし、本実施形態の場合には、局注を行なった後に、注射針28をプローブ3の先端部内に引き込み、その後、注射針28と隣接する棒状の電極29をプローブ3の先端から突出させて、この電極29を粘膜組織あるいは粘膜下層に接触させながら高周波電流を通電することで切開を行なっていく。

【0029】また、生体組織からの局所的な出血に対する止血においても、電極29のみをプローブ3の先端から突出させた状態で、電極29の先端を出血部に接触させて凝固用の高周波通電を行なう。また、比較的広範囲にわたる出血に対しては、プローブ3の先端から注射針28と電極29の両方を突出させ、第1の実施形態と同様に、注射針28の中空管路から不活性ガスを放出させ

ながら同時に電極 29 への高周波通電を行なって、プローブ 3 の先端部と生体組織との間で引き起こされるプラズマ反応により、出血部位の焼灼を行なう。

【0030】以上説明したように、本実施形態によれば、第 1 の実施形態のように注射針自身が電極となることがないため、高周波通電時に注射針自身が高熱に曝されることがない。そのため、注射針の変形や炭化した組織の付着などが起こらず、生体組織への穿刺性能が劣化しない。その結果、例えば高周波通電による粘膜層の切開あるいは出血部位の凝固を行なった後においても、病変粘膜層を膨隆するための局注を繰り返す行なうことが可能となる。また、先が注射針に比べて丸く形成された棒状電極 29 によって組織の切開や凝固を行なうため、不用意に注射針 28 が組織深部に突き進んでしまう虞が少なく、穿孔させることなく切除を行なうことが可能となる。

【0031】図 10 および図 11 は本発明の第 3 の実施形態を示している。図示のように、本実施形態では、プローブ 3 の先端部材 12 に 1 つの開口部 27 が設けられている。開口部 27 に通じる通路には、管状の電極 32 が進退可能に配置されている。また、電極 32 内には注射針 31 が進退可能に配置されている。また、注射針 28 と電極 29 は、図示しない手元側からの操作により、独立して進退動作されるようになっている。すなわち、プローブ 3 の先端からの電極 32 の突没動作と電極 32 の先端からの注射針 31 の突没動作とを独立して行なえるようになっている。なお、それ以外の構成は第 1 の実施形態と同一である。

【0032】このような構成では、第 2 の実施形態と同様の操作により処置が進められる。すなわち、注射針 31 のみを突出させた状態で、局注による病変部の隆起を形成させ、その後、注射針 31 を引き込みながら筒状の電極 32 を突出させて、病変部周囲の粘膜を切開する。したがって、第 2 の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。

【0033】なお、本発明は、前記各実施形態に限定されることなく、その要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは言うまでもない。例えば、送気・送水機能がプローブおよび制御装置に備わっていても良く、高周波通電に送気あるいは送水を併用して切除あるいは止血等の治療を行なえるようになっていても良い。

【0034】なお、以上説明してきた技術内容によれば、以下に示されるような各種の構成が得られる。

【0035】1. 柔軟な挿入部を有する内視鏡と組み合わせられ、体腔内病変の治療を行なうための処置用プローブシステムであって、先端に開口部を有する中空管路が形成された注射針と、高周波通電がなされる電極と、手元側から送気あるいは送液が行なえる管路開口部を備えるプローブ本体と、前記プローブ本体に前記電極に電流を流し得る通電手段と、前記管路開口部に送気あるい

は送液がなしえる手段とを備える制御装置との組み合わせから構成されることを特徴とする処置用プローブシステム。

【0036】2. 注射針と電極とが一体であることを特徴とする第 1 項に記載の処置用プローブシステム。

3. 前記注射針はプローブ先端において突没自在であるとともに、その針の突出量が 2 mm～6 mm に設定されていることを特徴とする第 1 項または第 2 項に記載の処置用プローブシステム。

4. 前記処置用プローブに備わる注射針には切開用の高周波電流と止血を目的とした凝固用の高周波電流、そして、注射針に高周波電流を通電しながら同時に前記注射針の中空管路に不活性ガスを供給する制御装置が手元側に接続されることを特徴とする第 3 項に記載の処置用プローブシステム。

5. 前記高周波通電がなされる電極は、導電性の棒状体で構成され、この電極が前記注射針と一本のプローブ先端にて並列にかつそれぞれ独立して突没自在に構成されていることを特徴とする第 1 項に記載の処置用プローブシステム。

6. 前記高周波通電がなされる電極は、導電性の円筒部材で構成され、この電極の円筒部材の中空部に前記注射針が進退自在に構成されていることを特徴とする第 1 項に記載の処置用プローブシステム。

【0038】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の内視鏡治療装置によれば、内視鏡の処置具チャンネルに異なる機能の処置具を入れ替えることなく、病変組織の隆起（局注）と隆起部の切除と止血とに至る一連の作業を連続して行なうことができる。したがって、手術時間の短縮を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡治療装置の構成図である。

【図 2】図 1 の内視鏡治療装置を構成するプローブの先端側の斜視図である。

【図 3】図 1 の内視鏡治療装置を構成するプローブの先端側の断面図である。

【図 4】図 1 の内視鏡治療装置を構成するプローブの手元側の斜視図である。

【図 5】図 1 の内視鏡治療装置を構成するプローブの手元側の断面図である。

【図 6】図 1 の内視鏡治療装置による処置の一形態を示す斜視図である。

【図 7】図 1 の内視鏡治療装置による処置の一形態を示す斜視図である。

【図 8】図 1 の内視鏡治療装置による処置の一形態を示す斜視図である。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡治療装置の要部斜視図である。

9

10

【図10】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡治療装置の要部斜視図である。

【図11】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡治療装置の要部斜視図である。

【符号の説明】

1…内視鏡

3…プローブ（処置用プローブ本体）

4…操作部

5…通電ケーブル（高周波供給手段）

6…流体供給チューブ（流体供給手段）

7…制御装置

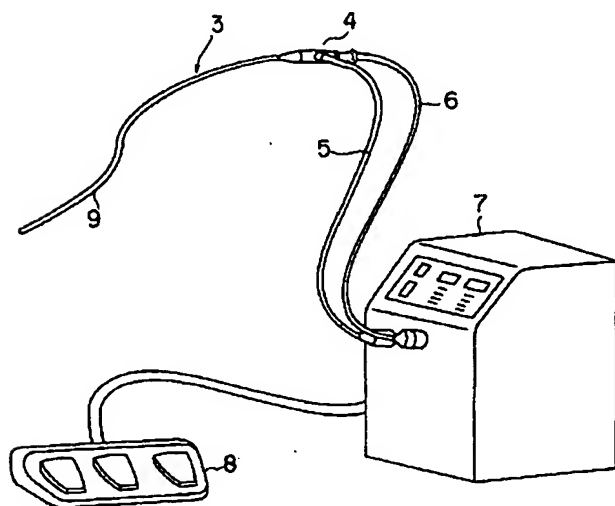
13, 28, 31…注射針

17…口金部材（流体供給接続手段）

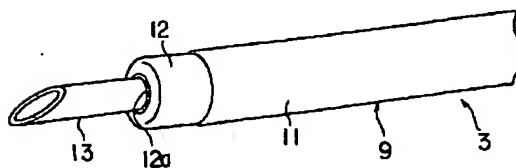
18…通電コネクタ（高周波供給接続手段）

29, 33…電極

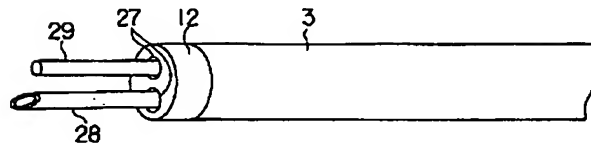
【図1】



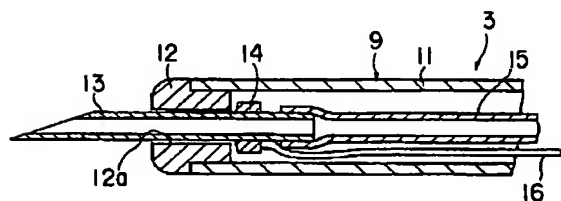
【図2】



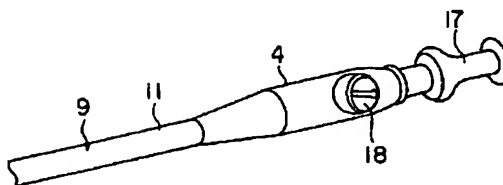
【図9】



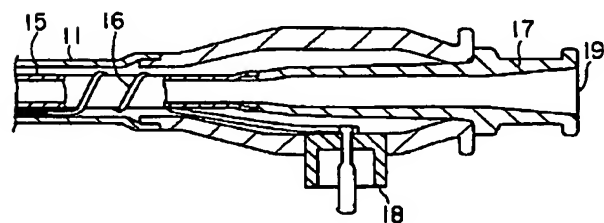
【図3】



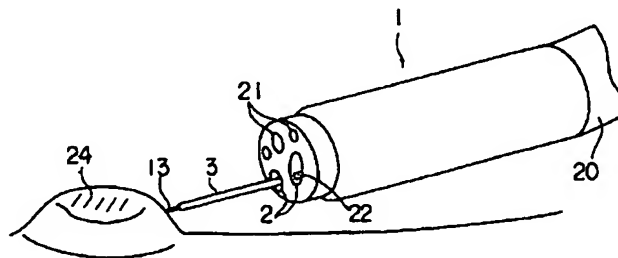
【図4】



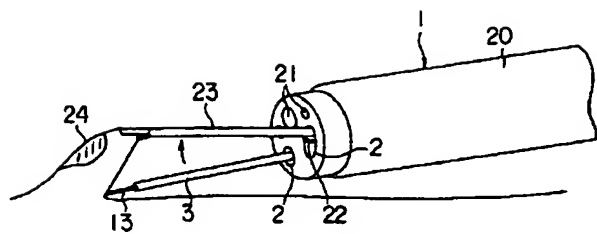
【図5】



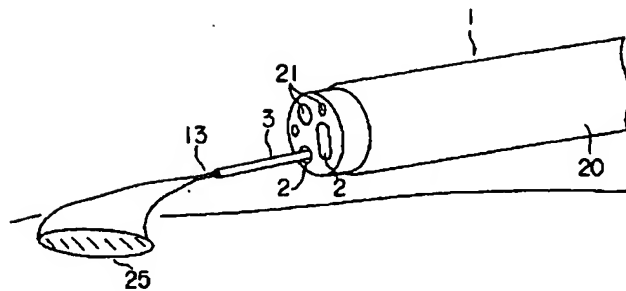
【図6】



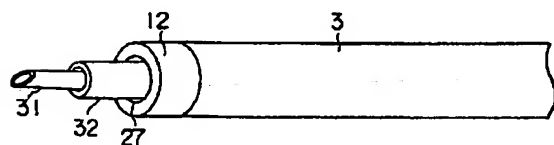
【図7】



【図8】



【図10】



【図11】

